

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
—  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

—  
PARIS  
—

(11) N° de publication :  
(A n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction).

**2 471 313**

A1

**DEMANDE  
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

**N° 79 30708**

---

(54) Appareil respiratoire pour la plongée sous-marine, du type en circuit semi-fermé comportant un faux poumon assisté.

(51) Classification internationale (Int. Cl.<sup>8</sup>). B 63 C 11/14.

(22) Date de dépôt..... 14 décembre 1979.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du  
public de la demande ..... B.O.P.I. — « Listes » n° 25 du 19-6-1981.

---

(71) Déposant : LABORATOIRES DE MECANIKES APPLIQUEES « LAMA », société anonyme,  
résidant en France.

(72) Invention de : Yves Le Masson.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Regimbeau, Corre, Martin et Schrimpf,  
26, av. Kléber, 75116 Paris.

Appareil respiratoire pour la plongée sous-marine,  
du type en circuit semi-fermé comportant un faux poumon  
assisté

La présente invention concerne un appareil  
respiratoire pour la plongée sous-marine, agencé en  
circuit semi-fermé et comportant un faux poumon assisté.

L'appareil selon l'invention est du type  
5 dans lequel l'apport en mélange est tel que la masse  
des gaz fournis au plongeur est proportionnelle au  
volume ventilé, i.e. à l'énergie dépensée par le plongeur.

Selon une caractéristique essentielle de la  
présente invention, les mouvements du faux poumon sont  
10 assistés par l'action d'un moteur pneumatique prélevant  
son énergie sur la détente des gaz d'alimentation. Ceci  
constitue une différence fondamentale par rapport aux  
dispositifs à faux poumon de la technique antérieure,  
dans lesquels les mouvements du faux poumon étaient dûs  
15 aux variations de la pression respiratoire au niveau  
de ce dernier.

Selon une autre caractéristique de la présente  
invention, les mouvements du moteur pneumatique sont  
pilotés en fonction du déclenchement d'un régulateur

respiratoire qui est en communication avec les gaz d'alimentation et qui est situé dans le circuit respiratoire de l'appareil, de sorte que les volumes des gaz provenant dudit régulateur et des gaz provenant du faux poumon restent dans un rapport déterminé.

Selon une autre caractéristique de la présente invention, l'appareil comprend un dispositif d'alimentation du mélange de gaz respiratoire sous pression relié à un casque au niveau d'un régulateur respiratoire avec interposition d'un sélecteur à trois voies apte à alimenter un vérin dont les déplacements du piston sont couplés aux variations de volume d'une capacité élastique ou faux poumon qui occupe un volume minimum en position de repos et qui est reliée audit casque par un conduit comportant une cartouche de fixation du  $\text{CO}_2$  expiré, ledit sélecteur étant commandé de manière qu'en l'absence de débit au régulateur respiratoire, le dispositif d'alimentation alimente le vérin dont le piston en mouvement augmente le volume de ladite capacité élastique, assurant ainsi l'assistance de la phase expiratoire du cycle respiratoire.

Dans un appareil respiratoire conforme à la présente invention, la dépression inspiratoire est proche de 0 et la phase expiratoire se trouve assistée de telle sorte que l'énergie respiratoire, malgré la présence de la cartouche de fixation de  $\text{CO}_2$  et la dénivellation entre le casque et le faux poumon, est pratiquement nulle.

La référence de pression respiratoire se trouve ramenée au niveau du casque, ce qui permet ainsi d'éviter la difficulté habituellement rencontrée du fait des surpressions dues à la distance séparant le casque du faux poumon dans les appareils classiques de la technique antérieure.

D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront à la lecture de la des-

cription détaillée faite ci-après en référence au dessin annexé, illustrant schématiquement un appareil conforme à la présente invention.

5 L'appareil schématisé sur le dessin annexé comprend un dispositif 10 assurant l'alimentation d'un mélange de gaz respiratoire sous pression, par exemple sous une pression moyenne de 8 à 10 bars. Le mélange d'alimentation A passe par un sélecteur à trois voies 12 avant d'atteindre le casque 14 au niveau d'un régulateur respiratoire 16.

10 Un tel régulateur respiratoire 16 peut être du type classique à la demande, i.e. destiné à la respiration en circuit ouvert. Un tel régulateur respiratoire 16 débite pour une dépression inspiratoire  $\Delta p$  et comporte un clapet expiratoire 18.

15 Le sélecteur à trois voies 12 est apte à alimenter un vérin 20 dont les déplacements du piston 22 sont couplés aux variations de volume d'une capacité élastique ou faux poumon 24. Le faux poumon occupe un volume minimum en position de repos. Ceci peut par exemple être obtenu, comme illustré sur le dessin annexé, par l'action d'un ressort 26 sollicitant élastiquement le piston 22 vers le haut. On notera également que l'élasticité propre du faux poumon 24 a également tendance à favoriser l'obtention d'un tel volume minimum. Bien entendu, tout autre dispositif approprié, tel que par exemple un vérin à double effet, pourrait également être utilisé pour permettre d'obtenir une position de repos du faux poumon 24 correspondant à son volume minimum.

25 30 Le couplage entre le piston 22 et le faux poumon 24 peut par exemple être réalisé de façon simple comme illustré sur le schéma annexé. L'extrémité inférieure ouverte du vérin 20 débouche de façon étanche

dans la capacité élastique 24 et le piston 22 du vérin 20 se trouve relié par une liaison mécanique rigide, tige de piston 28, en un point de la capacité élastique 24 opposée audit vérin.

5 Ce faux poumon 24 est d'autre part relié au casque 14 par un conduit 30 comportant une cartouche filtrante de chaux sodée 32 destinée à l'absorption du CO<sub>2</sub> expiré.

10 Conformément à la présente invention, le sélecteur 12 est commandé de manière qu'en l'absence de débit au niveau du régulateur respiratoire 16, le dispositif d'alimentation 10 alimente le vérin 20 dont le piston 22 en mouvement augmente le volume de la capacité élastique 24. En d'autres termes, lorsque il n'existe aucun flux  
15 de gaz respiratoire au niveau du régulateur respiratoire 16, A se trouve en liaison avec C, la pression d'alimentation agissant sur le piston 22 en sollicitant ce dernier à l'encontre de la force élastique par exemple exercée par le ressort 26. Au cours de cette phase, la capacité  
20 élastique ou faux poumon 24 augmente de volume, ce qui permet ainsi d'assurer l'assistance de la phase expiratoire du cycle.

Le sélecteur 12 est en outre commandé de manière que, lorsque le régulateur respiratoire 16 débite, le  
25 dispositif d'alimentation 10 reste fermé jusqu'à décompression complète du vérin 20, i.e. que A se ferme et B communique avec C de sorte que le régulateur respiratoire 16 prélève exclusivement le gaz contenu dans la chambre du vérin 20.

30 Le régulateur respiratoire 16 assure ensuite un prélèvement direct sur le dispositif d'alimentation 10. Dans la pratique, cette opération peut par exemple être obtenue à l'aide d'une butée de fin de course du piston 22, apte à commander la communication directe entre le régulateur  
35 respiratoire 16 et le dispositif d'alimentation 10.

Cette phase est destinée à assurer un complément de volume du mélange de gaz respiratoire, dans le cas d'une insuffisance de volume inspiratoire, phénomène qui peut par exemple se produire notamment lorsque le plongeur est en descente.

Dans la pratique, le sélecteur à trois voies 12 pourra par exemple être réalisé sous la forme d'un sélecteur à clapets multiples pilotés par au moins un capteur de débit, monté par exemple dans la canalisation assurant la liaison entre le sélecteur 12 et le régulateur respiratoire 16. Un tel capteur peut par exemple être constitué par un piston déplaçable sous l'action du flux du mélange gazeux, à l'encontre d'une force de rappel élastique.

L'appareil respiratoire selon la présente invention fonctionne alors dans les conditions suivantes.

Au départ le régulateur 16 est fermé et le piston 22, sous l'action de la pression exercée par le mélange d'alimentation, amène le faux poumon 24 en position de volume maximum.

Puis, la phase inspiratoire se déroule de la manière suivante.

La dépression inspiratoire déclenche le régulateur 16 qui fournit le gaz contenu dans la chambre du vérin 20. La décompression du vérin 20 entraîne le rejet des gaz contenus dans la capacité élastique ou faux poumon 24, ces derniers atteignant le casque 14 après passage au travers de la cartouche filtrante 32. Ces gaz en provenance du faux poumon 24 sont pulsés du fait de l'élasticité de ce dernier. On remarquera que le rapport entre la quantité de gaz provenant du régulateur 16 et celle provenant du faux poumon 24 dépend des dimensions particulières du système et de la pression exercée en A. Dans la pratique, un appareil dimensionné

et alimenté avec une pression assurant un rapport  $r$  sensiblement égal à 0,1 a conduit à des résultats parfaitement satisfaisants.

5 Ce rapport peut s'exprimer par la formule suivante :

$$r = \frac{P}{K(P+a)} + 1$$

dans laquelle

- 10  $P$  = la pression absolue  
 $K$  = le rapport  $\frac{\text{volume de la chambre du vérin}}{\text{volume du faux poumon}}$   
 $a$  = la pression différentielle d'alimentation.

Dans pareil cas on observera que  $r$  croît avec la profondeur ; le taux de recyclage s'ajuste donc à la  
 15 profondeur pour un mélange donné. Si la demande de gaz est supérieure à la capacité du faux poumon, la butée du piston 22 en fin de course de ce dernier, i.e. en position haute dans le cylindre, entraîne l'admission d'un complément de volume de mélange de gaz prélevé directement au  
 20 niveau de l'alimentation 10. Tel sera notamment le cas, lorsqu'il se produira une diminution de volume par exemple due à une descente du plongeur (augmentation de la pression absolue).

Dans la pratique, on a observé que cet appareil  
 25 respiratoire selon l'invention permettait également d'obtenir une meilleure ventilation du casque. Au cours de cette même phase, il se produit également une sorte d'assistance à l'inspiration, étant donné que l'appareil de l'invention permet de diminuer l'effort du plongeur  
 30 lors de son inspiration.

Lors de l'apnée, le régulateur 16 n'est plus sollicité et tente donc de se fermer, ce qui permet au vérin 20 de reprendre son effet moteur. Par suite, le faux poumon 24 tente d'augmenter de volume, ce qui entraîne un prélèvement au casque 14, ce prélèvement ne  
 35

pouvant s'effectuer qu'au niveau du régulateur 16. Il se produit alors un auto-blocage du système qui se stabilise à une pression négative égale à la limite  $\Delta p$  de déclenchement du régulateur 16.

5                    La phase expiratoire du cycle est assistée. En effet, le  $\Delta p$  négatif de stabilisation correspond à une sollicitation à expirer, l'expiration effective du plongeur tendant à annuler la dépression  $\Delta p$ , ce qui tend à fermer totalement le régulateur 16 et, ainsi, le faux poumon 24  
10 aspire lors de la phase expiratoire du cycle.

                  La différence de pression  $\Delta p$  ne pourra être positive que lorsque le faux poumon 24 sera entièrement rempli. Il y aura alors ouverture du clapet 18 et l'excédent de gaz sera rejeté. Cet excédent, à la consommation  
15 d'oxygène près, est évidemment égal à la quantité injectée par le régulateur 16 au cours de la phase d'inspiration précédente.

                  On comprend ainsi que l'appareil respiratoire selon la présente invention est un appareil à assistance  
20 respiratoire dont les caractéristiques sont équivalentes aux appareils de type connu, mais dont le rapport de recyclage croît avec la pression au lieu de rester à une valeur fixe qui oblige à ajuster le mélange à la profondeur d'utilisation, lorsque l'on veut garder une pression partielle d'oxygène inspiratoire stable. L'assistance expi-  
25 ratoire est telle que la pression respiratoire se stabilise à la valeur de déclenchement du régulateur, soit  $\Delta p$  qui peut être dans la pratique de l'ordre de -1 à -2 millibars au niveau du casque 14.

30                    Selon une autre caractéristique de la présente invention, l'appareil peut comporter un dispositif de sécurité agissant sur le sélecteur 12 de façon à maintenir constamment le dispositif d'alimentation 10 en communication avec le régulateur respiratoire 16. En  
35 effet, dans la mesure où le mélange d'alimentation est



calculé pour avoir une pression partielle d'oxygène égale au maximum admissible à la profondeur d'utilisation, l'appareil semi-fermé selon la présente invention peut à tout moment être transformé en appareil à circuit ouvert.

5 Il suffit en effet d'agir au niveau du sélecteur 12, de manière que ce dernier laisse constamment A et B en communication directe. Comme on a vu précédemment qu'une butée de fin de course du piston 22 était apte à commander cette communication directe entre le régulateur respira-  
10 toire 16 et le dispositif d'alimentation 10, un tel dispositif de sécurité peut par exemple consister en un organe de blocage du piston 22 dans sa position haute. On peut également prévoir un organe bipasse entre les conduits A et B.

15 Bien entendu, la présente invention ne se limite pas au mode de réalisation particulier précédemment décrit, mais il est parfaitement possible, sans pour autant sortir du cadre de la présente invention, d'en imaginer un certain nombre de variantes de détail. C'est ainsi que  
20 l'on pourra notamment substituer au régulateur respiratoire à la demande un dispositif pneumatique à débit automatique périodique. L'appareil selon l'invention peut alors présenter un cycle respiratoire totalement assisté, du type de celui d'un appareillage de réanimation. Pour  
25 ce faire, le régulateur à la demande peut être remplacé par un dispositif comportant deux fonctions : une fonction Trigger où un cycle est déclenché à la demande, et une fonction automatique où les cycles sont automatiquement déclenchés, indépendamment de la volonté du sujet.

REVENDICATIONS

1) Appareil respiratoire pour la plongée sous-marine, du type en circuit semi-fermé comportant un faux poumon, caractérisé en ce que les mouvements du faux poumon sont assistés par l'action d'un moteur pneumatique prélevant son énergie de la détente des gaz d'alimentation.

2) Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que les mouvements du moteur pneumatique sont pilotés en fonction du déclenchement d'un régulateur respiratoire en communication avec les gaz d'alimentation et situé dans le circuit respiratoire de l'appareil, de sorte que les volumes des gaz provenant dudit régulateur et des gaz provenant du faux poumon restent dans un rapport déterminé.

3) Appareil respiratoire selon l'une des revendications 1 et 2, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif d'alimentation d'un mélange de gaz respiratoire sous pression relié à un casque au niveau d'un régulateur respiratoire avec interposition d'un sélecteur à trois voies apte à alimenter un vérin dont les déplacements du piston sont couplés aux variations de volume d'une capacité élastique ou faux poumon qui occupe un volume minimum en position de repos et qui est reliée audit casque par un conduit comportant une cartouche de fixation du  $\text{CO}_2$  expiré, ledit sélecteur étant commandé de manière qu'en l'absence de débit au régulateur respiratoire, le

dispositif d'alimentation alimente le vérin dont le piston en mouvement augmente le volume de ladite capacité élastique, assurant ainsi l'assistance de la phase expiratoire du cycle respiratoire.

5                   4) Appareil selon la revendication 2, caractérisé en ce que le sélecteur est en outre commandé de manière que, lorsque le régulateur respiratoire débite, le dispositif d'alimentation reste fermé jusqu'à décompression complète du vérin, après quoi, le régulateur assure un prélèvement direct sur le dispositif d'alimentation.

10                   5) Appareil selon l'une des revendications 3 et 4, caractérisé en ce que l'extrémité ouverte du vérin débouche de façon étanche dans la capacité élastique, et en ce que le piston du vérin est relié par une liaison mécanique rigide en un point de la capacité élastique opposée audit vérin.

20                   6) Appareil selon l'une des revendications 3 à 5, caractérisé en ce qu'il comporte en outre un dispositif de sécurité agissant sur le sélecteur pour maintenir constamment le dispositif d'alimentation en communication avec le régulateur respiratoire.

25                   7) Appareil selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que le régulateur respiratoire est du type à la demande.

8) Appareil selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que le régulateur respiratoire est constitué par un dispositif pneumatique à débit automatique périodique.

